

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 09-276352

(43)Date of publication of application : 28.10.1997

(51)Int.Cl.

A61H 23/02

(21)Application number : 08-080035

(71)Applicant : EXOGEN INC

(22)Date of filing : 02.04.1996

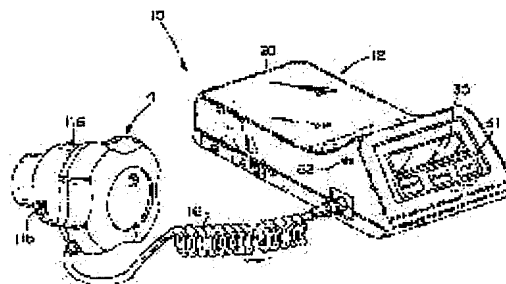
(72)Inventor : ROGER J TALISH
JOHN P LAYERBY
KENNETH J SUKOUAN
KENNETH J URGOVICI

(54) ULTRASONIC BONE THERAPEUTIC DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To maintain the mobility of patients and optimize their cure.

SOLUTION: This device has an ultrasonic transducer treatment head module 14 with built-in internal electrical power source, ultrasonic signal generator and signal generating circuit and is provided with a master operational unit(MOU) 12 having a display 30 connected to the signal generating circuit for indicating treatment sequence data, and a key pad 31 connected to the signal generating circuit for allowing control and input of the data by users. The signal generating circuit comprises a processor, means for generating pulse signal and a switch connected to the processor for regulating the pulse signal, and the signal generator is constructed so as not to disturb the portability for patients.



(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号
特開平9-276352

(43)公開日 平成 9 年 (1997) 10月28日

(51)Int.Cl. ⁶	識別記号	片内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 H 23/02	3 4 1		A 6 1 H 23/02	3 4 1

審査請求 未請求 請求項の数44 O L (全 15 頁)

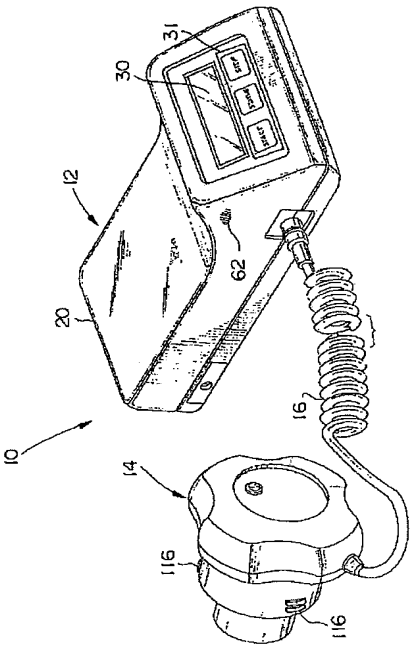
(21)出願番号	特願平8-80035	(71)出願人	595044007 エクソジェン インコーポレイテッド EXOGEN INC. アメリカ合衆国・ニュージャージー・ 08855・ピスカタウェイ・コンスティテュ ーション・アヴェニュー・10
(22)出願日	平成 8 年 (1996) 4 月 2 日	(72)発明者	ロジャー・ジェイ・タリッシュ アメリカ合衆国・ニュージャージー・ 07004-1212・フェアフィールド・クノー ル・ロード・12
		(74)代理人	弁理士 志賀 正武 (外 2 名)
		最終頁に続く	

(54)【発明の名称】 超音波骨治療装置

(57)【要約】

【課題】 患者可動性を維持しつつ、治療を最適化する。

【解決手段】 内部電源と超音波信号発生器および信号生成回路を内蔵する超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュール14とを有するとともに、治療シーケンスデータを表示するために上記信号生成回路に接続されたディスプレイ30を有する主操作ユニット(MOU)12と、制御およびユーザのデータ入力を許可するために上記信号生成回路に接続されたキーパッド31とを備え、上記信号生成回路は、プロセッサ、パルス信号を生成するための手段、および当該パルス信号の調整のためにプロセッサに接続されたスイッチを包含し、信号発生器は患者による携帯性を妨げないよう構成される。



(2)

特開平9-276352

【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波的に怪我を治療するための装置であって、

内部電源を備え、超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールとやりとりする主操作ユニットを具備し、前記主操作ユニットは前記内部電源から電力が供給される信号生成回路を内部に備え、前記信号生成回路は、プロセッサと、前記超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールを統制するためのパルス信号を生成する手段と、前記パルス信号を統制するために前記プロセッサに連係したスイッチとを有し、前記主操作ユニットは患者による携帯性を考慮して構成されることを特徴とする超音波骨治療装置。

【請求項2】 前記主操作ユニットは前記電源の電圧が閾値以下に減少した場合に前記信号生成回路を使用不可とする手段を有することを特徴とする請求項1記載の超音波骨治療装置。

【請求項3】 前記主操作ユニットは使用不可とされた前記信号生成回路を使用可能とする手段を有することを特徴とする請求項2記載の超音波骨治療装置。

【請求項4】 前記信号生成回路が使用不可とされた後に使用可能とする手段は認証された手続きを使用することを特徴とする請求項3記載の超音波骨治療装置。

【請求項5】 前記信号生成回路が使用不可とされた後に使用可能とする手段は認証されたコードを使用することを特徴とする請求項3記載の超音波骨治療装置。

【請求項6】 前記プロセッサは前記電源の電圧が閾値以下に減少した場合に自身を停止させることを特徴とする請求項1記載の超音波骨治療装置。

【請求項7】 前記プロセッサは該プロセッサに電力が供給された後にコードの入力を要求することを特徴とする請求項6記載の超音波骨治療装置。

【請求項8】 前記電源の電圧が閾値以下に落ち込んだ場合には、スイッチがバッテリーから前記信号生成回路への電力を遮断することを特徴とする請求項1記載の超音波骨治療装置。

【請求項9】 前記電源の電圧が閾値以下に落ち込んだ場合には、リレーがバッテリーから前記信号生成回路への電力を遮断することを特徴とする請求項1記載の超音波骨治療装置。

【請求項10】 前記リレーは前記プロセッサからの信号によって制御されることを特徴とする請求項9記載の超音波骨治療装置。

【請求項11】 前記主操作ユニットはハウジングを有し、前記主操作ユニットの前記信号生成回路および前記内部電源は前記ハウジング内に設けられ、前記主操作ユニットは前記ハウジングの内部がアクセスされた場合には信号生成回路の要素の少なくとも一つを使用不可とするための手段を有することを特徴とする請求項1記載の超音波骨治療装置。

【請求項12】 前記ハウジングの内部がアクセスされた場合には前記電源と前記信号生成回路との間の電気回路が遮断されることを特徴とする請求項11記載の超音波骨治療装置。

【請求項13】 前記ハウジングの内部がアクセスされた場合には前記電源と前記信号生成回路との間の電気回路内のリンクが破壊されることを特徴とする請求項12記載の超音波骨治療装置。

【請求項14】 前記ハウジングの内部がアクセスされた場合には前記プロセッサへのインターフェースとなる電気回路内のリンクが破壊され、前記プロセッサが前記回路内での破壊を検出できることを特徴とする請求項11記載の超音波骨治療装置。

【請求項15】 前記治療ヘッド・モジュールはトランスデューサと電子部品と前記トランスデューサを駆動するための回路とを有し、前記治療ヘッド・モジュールの内部がアクセスされたか否かを検出するための検出手段を備え、前記検出手段は、前記治療ヘッド・モジュールの内部がアクセスされたことの検出にตอบสนองして前記信号生成回路の要素の少なくとも一つを使用不可とするための手段を有する主操作ユニットへのインターフェースを備えることを特徴とする請求項1記載の超音波骨治療装置。

【請求項16】 前記治療ヘッド・モジュールの内部がアクセスされた場合には前記主操作ユニットの前記電源と前記信号生成回路との間の電気回路が遮断されることを特徴とする請求項15記載の超音波骨治療装置。

【請求項17】 前記治療ヘッド・モジュールの内部がアクセスされた場合には前記電源と前記信号生成回路との間の電気回路内のリンクが破壊されることを特徴とする請求項16記載の超音波骨治療装置。

【請求項18】 前記治療ヘッド・モジュールの内部がアクセスされた場合には前記プロセッサへのインターフェースとなる電気回路内のリンクが破壊され、回路の開放が前記プロセッサによって検出されることを特徴とする請求項15記載の超音波骨治療装置。

【請求項19】 超音波的に怪我を治療するための装置であって、

内部電源を備え、複数の超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールと連係する携帯用主操作ユニットを具備し、前記主操作ユニットは前記内部電源から電力が供給される信号生成回路を内部に備え、前記信号生成回路は、プロセッサと、前記複数の超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールとやりとりされるパルス信号を生成する手段と、前記パルス信号を統制するために前記プロセッサに連係した切換手段とを有し、前記パルス信号は前記複数の超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールを統制するために供給されることを特徴とする超音波骨治療装置。

(3)

特開平9-276352

【請求項20】 前記切換手段は前記複数の超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールの各々へ供給される前記パルス信号を独立して切り換えることを特徴とする請求項19記載の超音波骨治療装置。

【請求項21】 さらに前記プロセッサに連係するアラームを備え、前記アラームは前記複数の超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールの各々へ供給される前記パルス信号が切り換えられた時に前記プロセッサにより起動されることを特徴とする請求項20記載の超音波骨治療装置。

【請求項22】 前記切換手段は前記複数の超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールの各々へ供給される前記パルス信号を同時に切り換えることを特徴とする請求項19記載の超音波骨治療装置。

【請求項23】 前記パルス信号を生成する手段はタイミング機構を有することを特徴とする請求項19記載の超音波骨治療装置。

【請求項24】 前記パルス信号を生成する手段は前記複数の超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールの各々に連係する出力駆動回路を有することを特徴とする請求項19記載の超音波骨治療装置。

【請求項25】 前記パルス信号を生成する手段は前記複数の治療ヘッド・モジュールの各々に連係するタイミング機構および出力駆動回路を有することを特徴とする請求項19記載の超音波骨治療装置。

【請求項26】 前記パルス信号を生成する手段は複数の出力駆動回路に連係するタイミング機構を有し、前記複数の出力駆動回路の各々は一つの治療ヘッド・モジュールに連係することを特徴とする請求項19記載の超音波骨治療装置。

【請求項27】 前記パルス信号を統制するために前記プロセッサに接続された前記切換手段は、前記タイミング機構と前記複数の出力駆動回路間に挿入されたスイッチを有し、該スイッチは前記複数の超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールの各々へ供給される前記パルス信号のオン／オフを同時に切り換えることを特徴とする請求項26記載の超音波骨治療装置。

【請求項28】 前記パルス信号を統制するために前記プロセッサに接続された前記切換手段は、前記タイミング機構と前記複数の出力駆動回路の各々との間に挿入された独立スイッチを有し、該独立スイッチの各々は特定の超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールへ供給される前記パルス信号のオン／オフを独立に切り換えることを特徴とする請求項26記載の超音波骨治療装置。

【請求項29】 さらに、前記プロセッサに連係されたアラームを有し、前記アラームは各独立スイッチがオフになった時に前記プロセッサにより起動されることを特徴とする請求項28記載の超音波骨治療装置。

【請求項30】 超音波的に怪我を治療するための装置

であって、

再充電可能な内部電源を備え、超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールと連係する主操作ユニットを具備し、

前記主操作ユニットは前記内部電源から電力が供給される信号生成回路を内部に備え、前記信号生成回路は、プロセッサと、前記超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールを統制するためのパルス信号を生成する手段と、前記パルス信号を統制するために前記プロセッサに連係したスイッチとを有し、前記主操作ユニットは患者による携帯性を考慮して構成されることを特徴とする超音波骨治療装置。

【請求項31】 前記主操作ユニットはハウジングを有し、前記主操作ユニットの前記信号生成回路および前記再充電可能な内部電源は前記ハウジング内に設けられ、前記主操作ユニットは前記主操作ユニットの内部にアクセスすることなく前記内部電源を再充電するためのインターフェースを有することを特徴とする請求項30記載の超音波骨治療装置。

【請求項32】 前記再充電可能な内部電源は少なくとも一つの再充電可能なバッテリーを有することを特徴とする請求項30記載の超音波骨治療装置。

【請求項33】 前記再充電可能な内部電源は少なくとも一つの再充電可能なバッテリーとバッテリー再充電器を有することを特徴とする請求項30記載の超音波骨治療装置。

【請求項34】 前記再充電可能な内部電源は少なくとも一つの再充電可能なバッテリーを有し、前記主操作ユニットはハウジングを有し、前記信号生成回路および前記少なくとも一つの再充電可能な内部電源は前記ハウジング内に設けられ、前記主操作ユニットは充電電流が外部のバッテリー充電器から前記少なくとも一つの再充電可能なバッテリーへ供給されるよう前記少なくとも一つの再充電可能なバッテリーとの電気的な接続のためにハウジング外部に設けられた手段を備えたことを特徴とする請求項30記載の超音波骨治療装置。

【請求項35】 前記少なくとも一つの再充電可能なバッテリーとの電気的な接続のためにハウジング外部に設けられた手段は、前記外部のバッテリー充電器からのプラグを受け入れるジャックを有することを特徴とする請求項34記載の超音波骨治療装置。

【請求項36】 前記少なくとも一つの再充電可能なバッテリーとの電気的な接続のためにハウジング外部に設けられた手段は、前記バッテリー充電器の台にハウジングが受け入れられた時に前記バッテリー充電器上の対応する電気的な端子に接続される電気的な端子をハウジング外部に有することを特徴とする請求項34記載の超音波骨治療装置。

【請求項37】 超音波的に怪我を治療するための装置であって、

(4)

特開平9-276352

内部電源を備え、超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールと連係する携帯用主操作ユニットを具備し、前記主操作ユニットは前記内部電源から電力が供給される信号生成回路を内部に備え、前記信号生成回路は、前記超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールとやりとりされ、前記超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールを統制するパルス信号を生成する手段を有し、前記超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールのトランスデューサ表面に導電ゲルが存在しないことを検出する手段を有することを特徴とする超音波骨治療装置。

【請求項38】 前記超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールのトランスデューサ表面に導電ゲルが存在しないことを検出する手段は、導電ゲルが存在しないことが検出されると前記超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールを使用不可とするための信号を出力することを特徴とする請求項37記載の超音波骨治療装置。

【請求項39】 前記超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールのトランスデューサ表面に導電ゲルが存在しないことを検出する手段は、導電ゲルが存在することが検出されると前記超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールを使用可能とするための信号を出力することを特徴とする請求項37記載の超音波骨治療装置。

【請求項40】 前記超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールのトランスデューサ表面に導電ゲルが存在しないことを検出する手段は、導電ゲルの存在による前記トランスデューサ表面の端子間の抵抗変化を検出する回路を有することを特徴とする請求項37記載の超音波骨治療装置。

【請求項41】 前記超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールのトランスデューサ表面に導電ゲルが存在しないことを検出する手段は、前記トランスデューサ表面および皮膚との境界面で拡散される音響波のエネルギーを検出する回路を有することを特徴とする請求項37記載の超音波骨治療装置。

【請求項42】 前記超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールのトランスデューサ表面に導電ゲルが存在しないことを検出する手段は、導電ゲルの存在を示す信号を前記プロセッサへ送る回路を有し、前記プロセッサは前記信号の受信時に前記超音波治療を可能たらしめるようプログラミングされたことを特徴とする請求項37記載の超音波骨治療装置。

【請求項43】 前記超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールのトランスデューサ表面に導電ゲルが存在しないことを検出する手段は、導電ゲルが存在しないことを示す信号を前記プロセッサへ送る回路を有し、前記プロセッサは前記信号の受信時に前記超音波治療を不可とするようプログラミングされたことを特徴とする請

求項37記載の超音波骨治療装置。

【請求項44】 前記超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールのトランスデューサ表面に導電ゲルが存在しないことを検出する手段は、信号を前記プロセッサへ送る回路を有し、前記プロセッサは前記トランスデューサ表面の導電ゲルを検出するために前記信号を分析するようプログラムされたことを特徴とする請求項37記載の超音波骨治療装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の技術分野】本発明は、超音波を用いて怪我を治療学的に治療する装置に関する。特に言えば、本発明は、携帯が容易に構成された信号発生器とトランスデューサ(transducer)を利用し、骨の怪我あるいは様々な筋骨格の怪我およびまたは問題を治療するための装置に関する。

【0002】

【関連する技術】以前より、骨の怪我を治療学的に治療および評価することへの超音波の使用が知られている。適当なパラメータ(例えば、周波数、パルス繰り返しと振幅)を有するパルスを、適当な期間、および、骨の怪我に隣接した適当な外部の位置で当てることにより、例えば、骨折と骨挫傷の自然治癒が速められる。骨粗鬆症にかかった初老の人のような、治癒能力が低下した患者に対して、超音波の療法は、移植を必要とするかあるいは永久にその患者の活動を阻害するような骨の怪我の治療を促進できる。

【0003】Duart eの米国特許(No.4,530,360)は、骨の怪我に近接した位置の皮膚に位置する対象表面に、超音波のパルスを適用するための基礎的な被侵襲的治療の技術および装置について述べている。上記特許において述べられたアプリケーションは、操作者のためのグリップの役目を果たすプラスチックチューブと、RFソースへの接続のためにプラスチックチューブに付けられたRFプラグと、超音波トランスデューサに接続された内部のケーブルとを有する。

【0004】超音波パルスを適用するために、その治療が完了するまでずっと、操作者は自力でそのアプリケーションを、所定の場所に位置するよう握りしめなければならない。この結果、その患者(操作者)は、治療の間、要するに動けなくされる。治療期間が長くなればなる程、患者はより不便となる。上記特許はまた、超音波を生成するためのRF信号の範囲、超音波出力密度レベル、各超音波のパルスの継続時間の範囲、および超音波のパルス周波数の範囲について述べている。

【0005】Tali sh他の米国特許(No. 5,003,965)は、被覆された光学的な線によって遠隔制御ユニットに接続されたボディ・アプリケーション・ユニットを有する超音波体治療システムに関する。超音波のパルス継続時間とパルス繰り返し周波数を制御する信号は、ボディ

(5)

特開平9-276352

・アプリケーション・ユニットとは別に生成される。Ta l i s h他のもので、対象表面が皮膚の位置に近接するよう、ボディ・アプリケーション・ユニットを患者に付けるための取付け具が述べられている。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】これらの特許の中で述べられたシステムは、傷ついた骨を超音波的に治療する方法と装置に関するが、これらには、治療の間、患者の可動性を許すために構成される信号発生器およびトランスデューサが述べられていない。さらに、前述のシステムは、超音波の療法を最適化するために、怪我に隣接した外部の皮膚の位置にトランスデューサを配置するための技術が述べられていない。したがって、患者可動性を維持しつつ、治療を最適化する装置が必要である。また、体内の骨の怪我の位置に対応している患者の体上の外部の位置を決定するための装置が必要である。

【0007】

【課題を解決するための手段および作用】本発明の超音波治療装置は、超音波を用いて治療学的に治療することに用いられる。前記装置は、モジュール内で励起信号を提供する積分信号発生器を備えるとともに、疲労が少なく構成された超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールを有する。

【0008】携帯用の主操作ユニットは、患者に取り付けられた内に収まるよう構成され、トランスデューサ組立体の適切な取付けと操作のための監視回路と同様に治療タイミング制御回路を提供する。操作において、モジュールは、怪我のエリアに近接して配置され、予め設定された期間だけ励起される。トランスデューサ治療ヘッド・モジュールが正しく配置されることを確認するために、治療プロトコルでコンプライアンスを保証し、トランスデューサ組立ての不注意な励起を防ぐ安全ロックが提供される。

【0009】好適には、主操作ユニットは、トランスデューサ治療ヘッド・モジュール内の信号生成回路に動力を供給する内部電源と、前記信号生成回路に接続され、シーケンス・データを表示するディスプレイと、プロセッサを有する前記信号生成回路に接続され、ユーザ操作およびまたはデータ入力を許可するキーパッドと、パルス制御信号を生成するための手段と、前記パルス制御信号を統制するために前記プロセッサに接続されるスイッチとを有する。

【0010】通信インターフェースは、超音波の信号発生器と外部のコンピュータまたはモデムとの間の通信リンクを提供するために、通信ポートとプロセッサとの間に接続されてもよい。好適には、通信インターフェースはシリアル通信インターフェースであるが、パラレル・インターフェースであることも考えられる。アラームは、治療時間が終了したユーザに指示を出すために提供される。アラームは、プロセッサに接続されており、超

音波治療が終了したとき、プロセッサはアラームを駆動し、超音波の生成を停止する。

【0011】超音波トランスデューサの励起に先立ってトランスデューサ治療ヘッド・モジュールが正しく配置されることを確認するために、安全ロック機構が提供される。トランスデューサ治療ヘッド・モジュールは、怪我に近接して配置された取付け具に嵌合するよう構成される。取付け具は、超音波トランスデューサ治療モジュールの突起を受け入れる開口を有する。

【0012】取付け具に接続され取付け具内の開口を広げる少くとも2つのバイオネット・ラグは、それらの間の導電経路に電気的に接続される。それに加えて、超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールは、モジュールの外部表面から広がった少なくとも一つの突起を有する少くとも2つのスロット付ラグを包含する。スロット付ラグは、少くとも2つのバイオネット・ラグと嵌合するよう構成されるとともに、スロット付ラグがバイオネット・ラグと嵌合すると前記スロット付ラグ間に導電経路が形成されるよう誘電プラスチックから形成される。

【0013】この構成の中で、プロセッサは一つのコンダクターに沿ってトランスデューサ治療ヘッド・モジュールへ安全ロック信号を送り、スロット付ラグ間の導電経路はもう一つのコンダクターに沿って安全ロック信号をプロセッサに返す。プロセッサが返送安全ロック信号を受信すると、トランスデューサが励起される。この特徴は、患者が正しく超音波プロトコルに従い、実際の治療が正確に記録されることを保証する。

【0014】本発明はまた、患者の可動性を維持しつつ怪我に対する超音波的な治療を行うための用具群（キット）を提供する。そのキットは、怪我に近接して患者に装着されるときに超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールの少くとも一つの突起を受け入れるよう構成される取付け具、ヘッド・モジュール、超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュール内に固定された積分超音波信号発生器、主操作ユニット（MOU）あるいはコントローラ、およびMOUを入れる袋を有する。好適には、その袋が安全に取り外し可能なベルトと肩革ひもを有し、それによって、治療の間、患者可動性を提供することを可能とする。

【0015】さらに、一個か複数のトランスデューサ治療ヘッド・モジュールを一つのMOUに接続することが可能であり、選択的な制御が可能とすることも本発明の特徴である。複数のトランスデューサ治療ヘッド・モジュールの場合、特定の治療ヘッド・モジュールについて治療が完了する各時刻にアラームが作動するようにしてもよい。他の特徴としては、電力供給が低下した時に、または装置への望ましくない手出しを阻止するために装置の内部にアクセスされた時に装置を使用不可能にする手段を含む。また、望ましくない手出しを阻止するため

(6)

特開平9-276352

に、装置の外部に設けられるバッテリー再充電器への接続端を備えた再充電可能な内部バッテリーを備えても良い。最後に、治療開始前にトランスデューサの表面に塗布される連結ゲル(coupling gel)を保証するためにゲルセンサ(gel sensor)が装置内に含まれてもよい。

【0016】患者の可動性を確保しつつ、例えば解放創や火傷や静脈潰瘍のような筋骨格の損傷および表面の損傷の超音波的な治療のための方法も提供されている。まず、患部の位置が決定される。患部の位置が確かめられると、装具は当該位置に近接して患者に装着される。好適には、装具は装具に対して脱着可能に取り付けられる超音波トランスデューサ組立体の少なくとも一部を受け入れるよう装着される。内部にMOUを有するポーチは患者に脱着可能に取り付けられ、トランスデューサ治療ヘッド・モジュールに接続される。トランスデューサハウジング内の信号生成器は、超音波を患部に衝突させる超音波トランスデューサを励起するために作動される。治療の間の患者に可動性を与えるために、MOUは内部電源を有する。

【0017】

【発明の実施の形態】本発明の超音波治療装置は、超音波を用いて怪我を治療学的に治療するために使用される。ここでは、筋骨格の怪我の治療のためのものを示すが、静脈の潰瘍等の他の怪我にも適用可能である。本装置は、導電性プラスチック材料で構成部品が作成された超音波トランスデューサを有する。

【0018】本装置は、超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールへの制御信号を提供する、携帯用の、疲労が少なく構成された主操作ユニット(MOU)を利用する。携帯用のMOUは、患者に装備される袋内に収まるよう構成される。操作において、トランスデューサ治療ヘッド・モジュールは、怪我のエリアに近接して配置され、予め設定された期間だけ励起される。安全ロックは、トランスデューサ治療ヘッド・モジュールが正しく配置されることを確認するために、トランスデューサの構成部品の不注意な励起を防いで患者コンプライアンスを保証するために提供される。

【0019】図面、特に図1には、本発明の携帯用の超音波治療装置10が示される。超音波治療装置10はMOU12と、ケーブル16によりMOU12に接続された超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュール14とを含む。MOU12は、携帯可能に構成され、図3および図4に示されるように、ベルト19と肩革ひも9を用いて患者に装着される袋18に収まるよう構成される。

【0020】ケーブル16は、好適には、デジタル信号と同様に比較的低い周波数あるいは光信号を送ることができるマルチ・コンダクター・ケーブルである。ケーブル16は、同軸ケーブルあるいは適合する他の形式のシールドされたケーブルでもよい。あるいは、ケーブル

16は、光信号を送るための光ファイバーケーブルでもよい。

【0021】図5に示されるように、MOU12は、例えば、ネジや超音波の溶接、接着剤によって相互に組み合わされる二つのハーフ・セクションの中で構成されるハウジング20を含む。プリント回路基板22は、ハウジング20内に設けられ、ケーブル26を通してディスプレイ部品24に接続される。ディスプレイ部品24は、図3に示される取付け板28、ディスプレイ30、およびキーパッド31を含む。

【0022】ディスプレイ30は、例えば、テキストと数字を表示するための好適な液晶ディスプレイあるいはLED型ディスプレイである。電池格納部32は、リアルタイム・クロックの携帯用の操作のためにプリント回路基板22および本発明の超音波治療ヘッド・モジュールに接続される。これに加えて、3つのリチウム電池パックのような適当な電池が電池格納部に設置される。

【0023】通信ポート34は、プリント回路基板22に設けられ、ハウジング20のチャネル36を通してアクセス可能である。通信ポート34はプリント回路基板22上の信号生成回路38に接続され、例えば、信号発生器12と外部のコンピュータとの間のシリアル通信のための、通信リンクを提供する。この構成において、医者は、番号、日付、時間、およびまたは患者による実際の治療の継続時間といった信号生成回路38内に蓄積される情報をダウンロードすることができる。

【0024】図6は、超音波トランスデューサ組立体14へ転送されるパルスを生成および制御する超音波信号発生器12内の信号生成回路38の構成を示すブロック図である。好適には、信号生成回路38は、トランスデューサ治療ヘッド・モジュール14と同様に、メモリ43(例えば、RAMおよびROM)とプロセッサの操作を制御するための記憶されたプログラム(例えば、システムあるいはアプリケーション)を含む。

【0025】プロセッサ44は、ディスプレイ30とキーパッド31に接続されるとともに、キーパッド31からのデータを受信し、ディスプレイ30へデータを転送するよう構成される。プロセッサ44は、インテル社の80/×86ファミリーのようなマイクロプロセッサ、あるいは、内部メモリを有するマイクロ・コントローラである。

【0026】通信インターフェース35は、通信ポート34とプロセッサ44の間に接続され、例えば、外部コンピュータとの通信に供される。通信インターフェース35は、RS-232インターフェースのようなシリアル・インターフェースであってもよいし、パラレル・インターフェース、モデムでもよい。また、プロセッサ44は、治療シーケンス、すなわち超音波治療の開始時刻とその停止時刻を制御するために利用される。

【0027】プロセッサは、治療時間について予めプロ

(7)

特開平9-276352

グラムされており、使用者（例えば、医者または患者）は、キーパッド31を介して、予め設定された治療時間の一つを選択する。あるいは、プロセッサは、キーパッド31を介して使用者により、その開始および停止時刻がプログラムされる。代表的な治療時間は、10～20分のオーダーであるが、1～55分の間で変動してもよい。

【0028】治療時間が開始となると、プロセッサ44は、調整された信号がケーブル16へ通過するのを許すスイッチ60を閉じる。治療時間が終了すると、スイッチ60は開状態となり、調整された信号がケーブル16へ通過することが抑制される。これに加えて、治療時間が終了すると、プロセッサ44がアラーム信号をアラーム62へ送信し、これを駆動する。

【0029】図6中の信号生成回路38の電気回路要素が必要とする電力は、バッテリーホルダ32（図5参照）内のバッテリーから供給される。バッテリーの残量が低下し、電圧レベルが低下すると、電気回路要素がダメージを受ける虞がある。電圧の減少はまた行われた超音波治療に影響を与える虞がある。よって、MOUはバッテリーの残量が低下した時には、装置を使用不可にするための手段を備えている。例えば、電圧レベルが閾値を下回ったときにプロセッサ44が自身の機能をオフとするようなシステムプログラムがメモリ43に含まれていてもよい。

【0030】低電圧環境に応答してMOU12が使用不可になった場合、不適格な人間がハウジング20を開けたり、バッテリーを交換しようとするのを阻止することが望ましい。不適格な人間によるそのようなやみくもな変更は、電気回路要素にダメージを与える虞がある。そのようなハウジング20内への不適格なアクセスを阻止するために、MOU12は適格な人間により起動されるまで操作不能となってもよい。例えば、電力増加後（例えば、新しいバッテリーが装着された後）のプロセッサ44のシステムプログラムは、製造者または他の適格な人間だけにしか知られていないコードの入力を要求する。したがって、プロセッサ44の停止後、MOU12は適格な起動のためにそのコードを応答入力することによってのみ再起動される。

【0031】MOUを使用不可にし、起動されるまで操作不能にする他の方法は、バッテリーホルダ32と信号生成回路38との間の電気的接続上に挿入されたスイッチを使用する。このスイッチは、例えば、通常は閉であり、プロセッサ44からの信号によって制御されるリレーでも良い。プロセッサ44への電圧が閾値を下回ると、プロセッサ44からリレーへの制御信号が0[V]になり、リレーがバッテリーと信号生成回路38との間の回路を開き、信号生成回路38への電力が遮断される。新しいバッテリーが装着されても、リレーは開であり続け、よって、回路38への電力を阻止し続ける。電力

は、電子技術者が臨時に外部制御信号（例えば、1[V]）をリレーへ供給し、リレーが閉じ、そして増加した電力が信号生成回路38へ供給された時にのみ復旧する。プロセッサ44に増加した電力が供給されると、プロセッサ44は、リレーが閉位置で保持されるよう制御信号（例えば、1[V]）をリレーへ供給する。

【0032】MOUはまた、ハウジング20の内部が一般に変更された時に、MOUを使用不可および操作不能にするための手段を備える。例えば、バッテリーと信号生成回路38との間の電気的接続は、ハウジング20の二つの半分領域にまたがる電気的リンク（二つの半分領域が分離すると壊れる）を有する。不連続は、MOUの信号生成回路38への電力を遮断する。これに対して、ハウジング20の分離によって引き起こされる電気的リンクの破壊はプロセッサ44に検出される。そして、プロセッサ44は自身をオフにすること、またはバッテリーと信号生成回路38との間のリレーを開くことができる。

【0033】MOUは、ハウジング20の内部がアクセスされた場合、自身を操作不能にしておくための手段を有するため、駆動前に起動のための装置を再起動する必要がある。上述したように、信号生成回路38への電力が一旦遮断されると、プロセッサ44が停止するか、他の何らかの遮断が行われ、プロセッサ44のソフトウェアは、電力増加のために、適格な人間のみには知られたコードの入力を要求する。これに対して、リレースイッチは、上述したように、一旦開になると電子技術者による再設定を必要とするよう構成され、バッテリーと信号回路との間に使用される。いずれのケースにおいても、ユニットは、使用可能となるためには、駆動のために再起動されなければならない。

【0034】治療ヘッド・モジュール14が密閉ユニットでない場合、治療ヘッド・モジュール14へのむやみな手出しを防止するために、（起動されるまで）使用不可および/または操作不能にしておくために類似の回路が使用される。例えば、プロセッサ44と治療ヘッド・モジュール14とのインターフェースを介して延長された回路は、治療ヘッド・モジュール14の複数の領域を横切ったリンクを有する。治療ヘッド・モジュール14が開かれ、回路の連続性が破壊されると、そのことがプロセッサ44に検出される。一旦検出されると、上述したようにプロセッサ44は自身を停止させるか、または上述したようにバッテリーと回路38との間のリレースイッチを開く。同様に、操作可能にするためには、装置は適格な起動のために再起動されなければならない。

【0035】患者、治療者、または他の不適格な人間に対してMOU12を開けることを思いとどまらせるために、電源は再充電可能なバッテリーから構成し、MOU12はMOU12が使用されていない時にバッテリーが外部のバッテリー充電器に接続されるようポートを備えている。例えば、バッテリーは一つあるいは複数のNi-Ca

(8)

特開平9-276352

dバッテリーであり、そして、バッテリー充電器はバッテリーを細流（ゆっくりと）充電する。図8は、MOU12のバッテリーホルダ32内のバッテリーに接続されるバッテリー充電器33の機能を示すブロック図である。バッテリー充電器33とMOU12間のインターフェース34は、例えば、バッテリー充電器33から出ているコードおよびプラグを含む。なお、上記プラグは、MOU12のハウジング20内のジャックへのプラグである。これに対して、バッテリー充電器33は、使用していない時にMOU12を受ける台に応じて形成される。MOU12の外部の電気的コンタクトは、台上の電気的コンタクトに沿って配列され、これにより、バッテリー充電器33とバッテリーとの間のインターフェースを提供する。これに対して、バッテリー充電器自身はMOU12内に収納される。その場合、MOU12のハウジング20内のジャックはAC電源コードからのプラグを受け入れる。

【0036】図9は、トランスデューサ治療ヘッド・モジュール回路の一つの実施形態のブロック図である。トランスデューサ治療ヘッド・モジュール回路は、信号発生器12によってケーブル16を通して送信された信号を受信する受信器66を包含する。受信器66は、トランスデューサ68を励起するトランスデューサドライバー67に接続される。

【0037】ゲルセンサ69もまた図9に示されている。連結ゲルは、トランスデューサ68から身体への音響波のより効率的な転送を実現するためにトランスデューサ68表面に好適に使用される。（トランスデューサ表面が連結ゲルなしで皮膚に配置されると、より大きな割合のエネルギーがトランスデューサと皮膚の境界面における不連続によってもれる。）ゲルセンサ69回路は、トランスデューサ68の表面にゲルがない場合に超音波治療を不可とするために使用され、導電ゲルを補充しなければならないことを患者に警告する。（これに対して、ゲルセンサ回路はトランスデューサ68の表面にゲルが検出された場合には、超音波治療を可能とするために使用される。）ゲルセンサ69は、トランスデューサ表面に電極を有する回路を備え、電極をまたいだゲルによって引き起こされる抵抗変化を検出する。患者が治療を開始しようとしたときに、導電ゲルがないと、ゲルセンサ69は、ゲルが無くなったことを患者に警告する信号をMOUのプロセッサ44へ送り（タイミング機構と出力駆動回路から送られたゲート信号を介して）、ゲルが充填されるまでトランスデューサ治療ヘッド・モジュールの励起を阻止する。

【0038】導電ゲルの存在を検出する別の方法においては、治療の開始時に、プロセッサ44がMOUに対して、治療ヘッド・モジュールへ一つの短いパルスであるゲート信号を送るようせしめる。パルスのゲート信号はトランスデューサ駆動回路67およびトランスデューサ68に対して、トランスデューサ表面で短い音響波を出

力するようにする。導電ゲルが存在しないと、パルスの比較的高い割合が、トランスデューサ表面と皮膚の間の部分的な不連続面において即座に拡散される。拡散されたエネルギーは（内部のピエゾ素子を押圧することによって）電気信号を発生させる。このように、拡散されたエネルギーで生成された電気信号の振幅及び位相を検出する。振幅が閾値を超過し、トランスデューサによって音響波パルスの出力の所定の時間内に受け取られる信号は、導電ゲルがないことを示す。ゲルセンサ69回路は、ゲルが無くなったことを患者に警告する信号をMOUのプロセッサ44へ送り、ゲルが充填されるまで、トランスデューサ治療ヘッド・モジュールの駆動を阻止する。

【0039】一般に、ゲルセンサの少なくとも一部（上述した特定のゲル検出回路を含む）は、治療ヘッド・モジュール14によりMOU12内に配置される。特に、そこで拡散された信号によって生成される電気信号の振幅および位相が使用され、上述したように、生成された電気信号は、拡散された信号波により生成された電気信号の増幅及び位相の分析のために、（必要であれば局所的な処理の後で）プロセッサ44へ送られる。プロセッサ44は、その電気信号がゲルが存在しないことを示す場合にはゲート信号を、不可を示すものとする。

【0040】さらに、トランスデューサ治療ヘッド・モジュール回路の他の実施形態が、図10示される。この構成例において、トランスデューサ治療ヘッド・モジュール14は、電力をトランスデューサ治療ヘッド・モジュール内部の構成要素に供給する内部電池69を含む。例えば、電池69は、信号監視回路70と信号ドライバー71に電力を供給する。

【0041】信号監視回路70は、好適には、トランスデューサドライバー67の出力の波形特徴を表すデジタルの出力信号72を提供する。そのような特性は、例えば、信号駆動トランスデューサ68の周波数、パルス繰り返し周波数、パルス幅、トランスデューサ68を駆動する信号の平均出力電力を含んでもよい。信号監視回路70の出力信号72は、信号発生器12へドライバー71とケーブル16を通して送信される。

【0042】取付け具ロック73は、トランスデューサ治療ヘッド・モジュール外部の表面上のスイッチを有し、トランスデューサ治療ヘッド・モジュール14がそのトランスデューサが励起される前に正しく配置されることを確認して、トランスデューサ治療ヘッド・モジュール14の内部の構成要素へ電力を供給する。この他の実施形態のより詳細な記述は、米国特許（No.5,003,965）において記載されている。ここでは、一つのトランスデューサ治療ヘッド・モジュールで示されるが、本発明はまた、一つのMOUで複数のモジュールという構成も考えられる。

【0043】再び、図6を参照すると、例えば、図示さ

(9)

特開平9-276352

れた信号生成回路38は、二つの治療ヘッド・モジュールを収容することができる。第1のものは、出力駆動回路1によって駆動され、第2のものは出力駆動回路2によって駆動される。図6の信号生成回路38に含まれる追加の出力駆動回路は、使用に供されるべき二つの以上の治療ヘッド・モジュールを許容する。

【0044】図6に示された複数のトランスデューサ治療ヘッド・モジュールを駆動するMOU12の信号生成回路38は、より優れた融通性を提供するために、僅かに変更され得る。図7に示された信号生成回路18aは、各治療ヘッド・モジュールへ供給されたゲート信号が、異なる治療回数(時間)を許容するよう独立して切り換えられることを除いて、図6の信号生成回路18と同一である。

【0045】したがって、タイミング機構61および出力駆動回路1は、ケーブル16を介して治療ヘッド・モジュール1へゲート信号を供給する。治療ヘッド・モジュール1へ供給された信号は、プロセッサにより制御されるスイッチ60によって切り換えられる。タイミング機構61と出力駆動回路2はケーブル16aを介して治療ヘッド・モジュール2へゲート信号を供給する。治療ヘッド・モジュール2へ供給された信号は、やはりプロセッサ44に制御されるスイッチ60aによって切り換えられる。一般に、図6に示されるように、タイミング機構61と出力駆動回路nは、ケーブルnを介して治療ヘッド・モジュールnへゲート信号を供給する。治療ヘッド・モジュールnに供給された信号は、やはり、プロセッサ44に制御されるスイッチ60bによって切り換えられる。

【0046】プロセッサ44は各治療ヘッド・モジュールに対するゲート信号に関連する各スイッチを独立制御する。このように、複数の治療ヘッド・モジュールの各々によって提供される超音波治療の期間は異なっても良い。また、異なる治療ヘッド・モジュールによって生成される超音波間の干渉を避けるために、治療は、複数の治療ヘッド・モジュールによって(一斉にというよりも)順次、行われるようにしてもよい。また、図7に示されているように、プロセッサ44は、各独立したトランスデューサ治療ヘッド・モジュールによる治療が完了する時に鳴るようアラーム62を制御する(かつ、各スイッチ60, 60a, 60bが開となるよう制御する)。

【0047】それぞれが同一のMOUに制御された複数の治療ヘッド・モジュールは、MOUと各治療ヘッド・モジュール間のインターフェースを分離することを必要とする。図2は、それぞれが独立したインターフェース16, 16aを有する複数の治療ヘッド・モジュールとMOU12aを示している。

【0048】図11には、傷ついた骨の位置の決定に用いられる位置リング80が示されている。位置リング8

0は、そのリングを取り外し可能に患者に取り付けるための革ひも82を含む。革ひも82は、好適には、患者に対して、リング80を迅速に結び付けるとともに緩めることを可能とする二つのセクション84および86を有する。リング80は、選択された医学的な視覚化システムで見られる素材から構成される。

【0049】このように、X線が使用されるならば、リング80はX線の放射に対して少なくとも部分的には不透明体である。赤外線の使用されるならば、リング80は赤外線の使用に対して少なくとも部分的に不透明体である。そして、磁気的な反響像が使用されるならば、リング80は少なくとも部分的に常磁性体である。しかしながら、他の素材が、医学的な視覚化または映像システムによる検出を可能とするリングのために使用されてもよい。

【0050】リング80の寸法は、例えば、患者のサイズ、機能、見積もられたサイズと怪我の位置、および使用される視覚化システムの形式に基づいて決定される。例えば、X線映像システムを使用し、標準的な人間の外枝中の骨折の位置(例えば、ウルナ(ulna)または範囲)を決定するために、リングの直径は1.5インチとなる。この例では、リングは断面の直径が2インチの金属素材の厳密なトーラスであってよい。

【0051】もう一つの例では、利用された視覚化システムが超音波の画像処理システムであるならば、リング80は本質的に固定可能および扁平であってよい。それにより、表面およびリングを横切って移動される走査または像生成トランスデューサによって、近接して配置される表面に輪郭を付けてもよい。

【0052】前述したように、革ひも82は二つのセクション84および86を有し、各セクションはリング80にしっかりと結び付けられる一端を有する。二つのセクション84および86は、好適には、VELCRO(迅速に結合および取り外しが可能)のように、それらがフックを有し、輪型を迅速に構成できるものである。もちろん、他の素早い取り外し技術を適用してもよい。

【0053】図12~図16は、傷ついた骨の位置検出、トランスデューサ治療ヘッド・モジュールを傷ついた骨のエリアに近接して取り付け具を取り付けること、および超音波トランスデューサ組立体を傷ついた骨を治療するために取り付け具に接続することを説明するための図である。この初期位置は骨の怪我の外部位置の予備的な概算であり、怪我の位置に対する事前のX線撮影、医者診断または患者のリコールに基づいてなされてもよい。

【0054】破碎された領域の外部イメージ(例えば、X線撮影画像)は、位置リング80を含むよう撮影される。骨の怪我に関する位置リング80の初期位置は、多くの例において最初の配置は十分に正確であるため、X線はリング80で囲まれた骨の怪我を描写する。結果と

(10)

特開平9-276352

して、得られるX線イメージは位置リング80と関係付けられた骨の怪我の位置を示す。X線は位置付けのためのガイドとして使用され、マーク90は正確なリング80の位置に関連するギプス上の対応する点となる。マーク90は、骨の怪我のギプス上のほぼ正確な外部位置を与える。

【0055】より高い精度が要求される場合には、リング80はマーク90を中央にして配置され、別のX線画像が撮影され、新しいマーク（図示略）がX線画像上のリングに対する骨の破砕箇所の位置に基づいてギプス上に付けられる。リング80の再位置付けの連続した繰り返しとX線撮影は、より高い精度を実現する。

【0056】図13および図14に示されるように、長方形のテンプレート92は、ギプス88に押しつけられ、骨挫傷のギプス88の外部位置のマーク90の中央に位置される。テンプレート穴の内側のエッジの輪郭はギプス88の上にトレースされ、そして、図14の間で示されるように、ギプスのトレースされた部分は削除されるため、ギプス88の中の穴94がその皮膚をさらすようになる。

【0057】ギプス88の穴94は、ギプスと略同一の厚さを有するフェルトパッド96を受け入れる。フェルトパッド96はまた、円筒形のフェルトパッド98を受け入れる口径を有する。フェルトパッド96は、取付け具102を支持し、窓浮腫（腫れ）に抗するのを助け、本質的にギプス88による皮膚に対する圧力と同一であり、より詳細に以下に説明する。

【0058】好適には、テンプレート92（ギプス88内の穴94）は、超音波トランスデューサ組立体14を保持して整列させるために、取付け具102のフランジ100より小であり、そのため、取付け具が穴94上に設置されると、フランジ100は穴94周囲のギプス表面と係合する。取付け具102はまた、変形の開口104とバイオネット・ロッキング・ラグ106とを有する。開口104は、本質的に円筒形のフェルト・パッド98と同じ直径を有する。図15は、ギプス88内の穴94上に配置された取付け具102と、フェルト・パッド96を示し、開口104と円筒形のフェルト・パッド98が同軸状に配列されている。

【0059】取付け具102は、フェルト・パッド96に部分的に圧力をかけ、図14に示されるように、取付け具102のフランジ100のように皮膚に対して、図9に示されるようにギプス88と係合し、ギプスの除かれた部分の圧力の概算によりフェルトパッドが皮膚と係合する。図16には、取付け具102のためのキャップ108が示されている。

【0060】キャップ108は、超音波の治療が完了するとき、取付け具102の中でさらされた体組織への圧力を維持するために提供される。キャップ108は、取付け具102の開口104に及ぶ円筒形の部分110を

有する。キャップ108は、取付け具102のバイオネット・ラグ106と係合する円筒形の部分110上のスロット付ラグ112を有する。

【0061】円筒形のフェルト・パッド98は開口104の中で配置され、そして、円筒形の突起110は開口104に、バイオネット・ラグ106からスロット付ラグ112へのオフセットで挿入される。キャップ108は、キャップ108により排出された圧力および皮膚に対する円筒形のフェルトパッド98の圧力が皮膚に対してギプス88により排出された圧力を概算するまで円筒形のフェルトパッド98に対して押しつけられる。（また、円筒形のフェルトパッド98はまた、フェルトパッドの厚さ、および皮膚への結果としての圧力を調節するために一つの層を削除されてもよい平らな円形の層に含まれてもよい。）この圧力は、窓浮腫

【0062】さらに、スロット付ラグ112がバイオネット・ラグ106と係合するよう、キャップ108は回転させられる。図17は、傷ついた骨の超音波治療のための取付け具102を備えた超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュール14本のアライメントを示す透視図である。トランスデューサ治療ヘッド・モジュール突起114は、取付け具102のバイオネット・ラグ106と係合するスロット付ラグ116を有する。

【0063】図14に示される取り去られたキャップ108と円筒形のフェルトについて、突起114は、取付け具102の開口104とフェルト・パッド96の口径にフィットし、バイオネット・ラグ106からのスロット付ラグ116へのオフセットで挿入される。トランスデューサ治療ヘッド・モジュール14の対象表面118は、皮膚に近接するよう押され、そして、スロット付ラグ116がバイオネット・ラグ106と係合するよう、トランスデューサ治療ヘッド・モジュール14が回転される。そして、超音波治療が始まる。

【0064】再び図6および図9において、トランスデューサ治療ヘッド・モジュール14の不注意な励起を防ぐため、および治療プロトコルに対するコンプライアンスを保証するために、スロット付ラグ116が、好適には、誘電プラスチックから作成され、取付け具102のバイオネット・ラグ106が電氣的に接続される。これにより、スロット付ラグ116がバイオネットラグ106と嵌合すると、電氣的なパスが少なくとも二つのスロット付ラグ116間に完成する。適した誘電プラスチックは、カーボン、ステンレス鋼、ニッケルまたはアルミニウム繊維のいずれかに誘電ABSプラスチックを含有させてなる。

【0065】むしろ、対象表面118上での超音波誘電素材の存在を確認するために、トランスデューサ治療ヘッド・モジュール14の対象表面118はゲル検出要素を含む。この表面118は取付け具102に挿入され皮膚に嵌合される前に、連結ゲルで予め覆われる。あるい

(11)

特開平9-276352

は、上記ゲルはゲルサックを用いてトランスデューサ治療ヘッド・モジュール14の対象表面118に近接して格納される。

【0066】ここに開示された本発明の様々な実施形態に対して、要旨および範囲を逸脱せずに、様々な変形を行うことができることが理解される。例えば、構成素材の種類と同様に、袋および信号発生器の様々な形状が考えられる。また、超音波トランスデューサを励起するために使用される部品の構成においても様々な変形が可能である。したがって、上述したことは発明を限定するものとして解釈されるものではなく、発明の好適な実施形態を実現するものとして解釈されるべきである。クレームにより定義された本発明の範囲および要旨内において他の変形が可能である。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明（主操作ユニットまたはコントローラと超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールを図示する）に基づいた携帯用の超音波治療装置の透視図である。

【図2】本発明による携帯用の超音波治療装置の透視図であり、主操作ユニットまたはコントローラと二つの超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュールを図示している。

【図3】主操作ユニットおよび図1に示されるトランスデューサ治療ヘッド・モジュールの中で切り離された部分と、治療中の患者可動性のための袋の革ひもと肩かけベルトとを示す透視図である。

【図4】治療中に本発明に基づいた携帯用の治療装置をつけている患者の透視図である。

【図5】図1に示される主操作ユニットの分解図である。

【図6】図1に示される主操作ユニットのための回路のブロック図である。

【図7】図1に示される主操作ユニット（複数のトランスデューサ治療ヘッド・モジュールを有する）のための回路のブロック図である。

【図8】主操作ユニットとやりとりする外部バッテリー再充電器の回路のブロック図である。

【図9】超音波トランスデューサ組立体の回路の一つの実施形態を示すブロック図である。

【図10】超音波トランスデューサ組立体の回路の他の実施形態を示すブロック図である。

【図11】固定リングと骨の怪我を固定することのための革ひもを示す透視図である。

【図12】患者が装着おり骨の怪我の位置を定義するためのマークを示しているギプスに添えられた図11の固定リングの透視図である

【図13】中央にマークが中央に位置するテンプレートの透視図である。

【図14】削除されたセクションを有する患者のギプスと取り付け具中で削除されたセクションと、図1の超音波トランスデューサ組立体を保持および整列させるための取り付け具との分離された部品の透視図である。

【図15】削除されたセクションでギプスに取り付けられる取り付け具の透視図である。

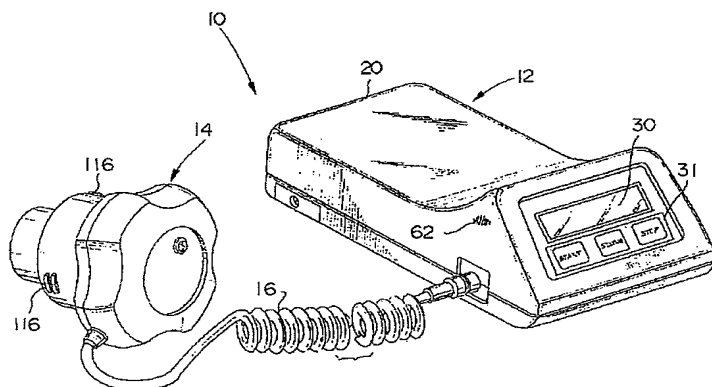
【図16】ギプスの分離された部品、取り付け具、および取り付け具のキャップの透視図である。

【図17】取り外し可能な取り付けのための取り付け具に整列させられた超音波トランスデューサ組立体の分離された部分の透視図である。

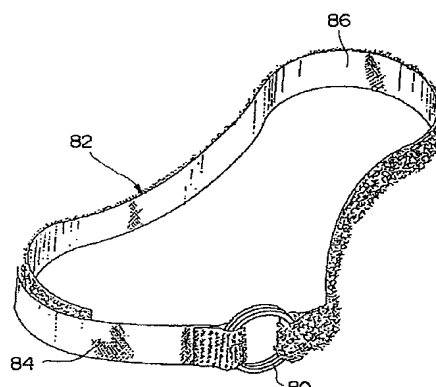
【符号の説明】

10…超音波治療装置、12…主操作ユニット（MOU）、14…超音波トランスデューサ治療ヘッド・モジュール、16…ケーブル、20…ハウジング、30…ディスプレイ、31…キーパッド、62…アラーム、116…スロット付ラグ。

【図1】



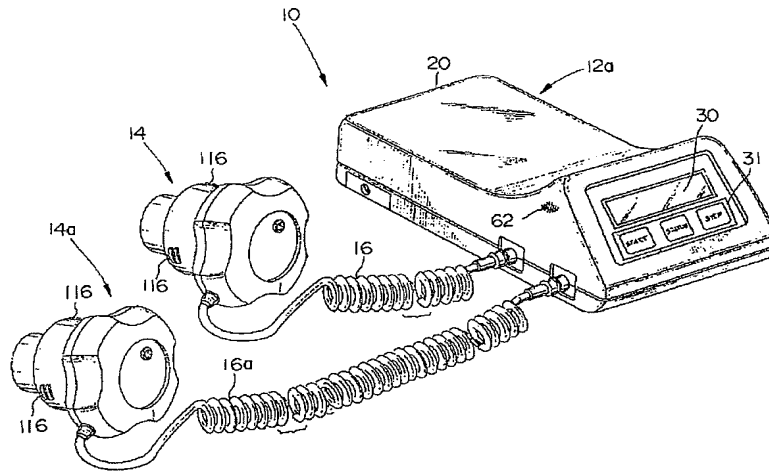
【図11】



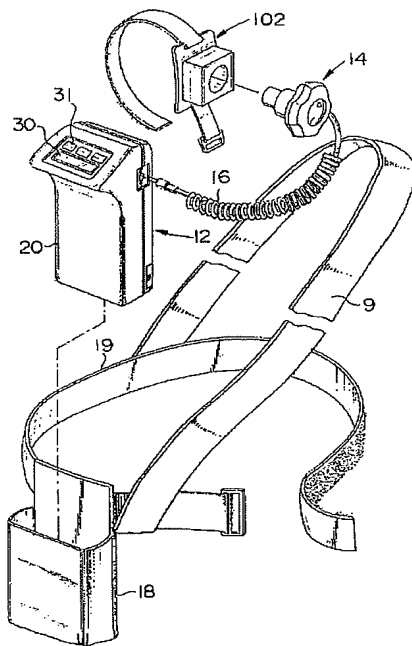
(12)

特開平9-276352

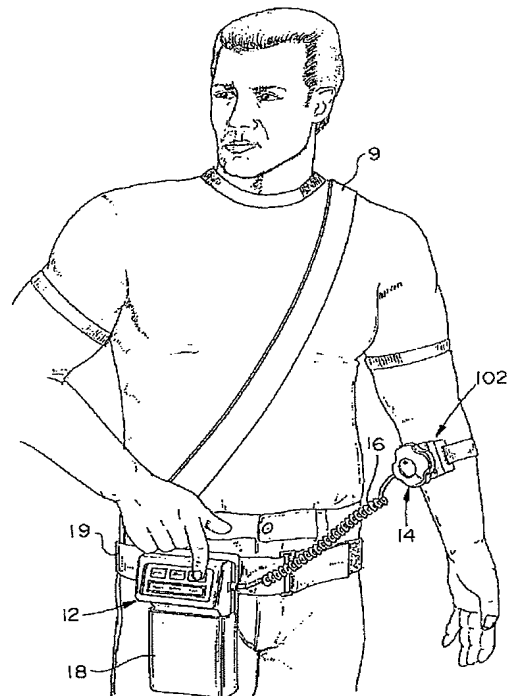
【図2】



【図3】



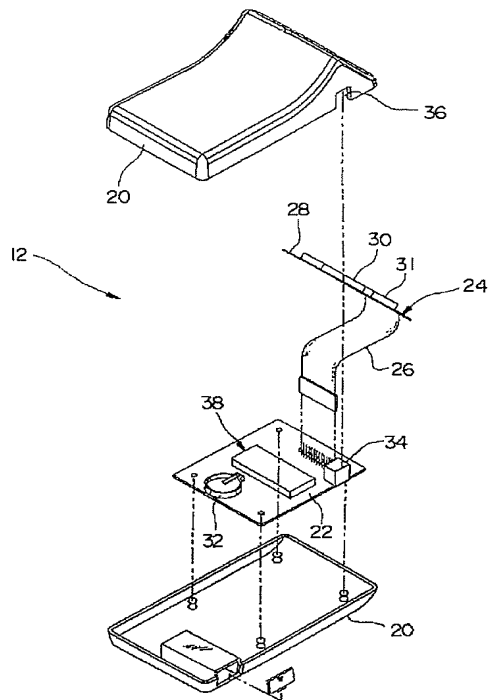
【図4】



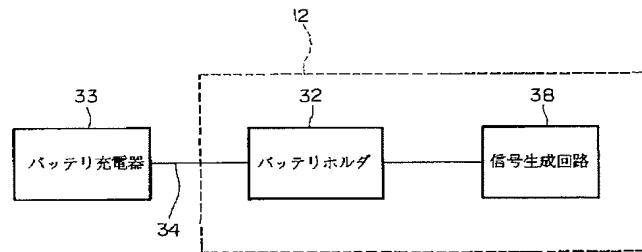
(13)

特開平9-276352

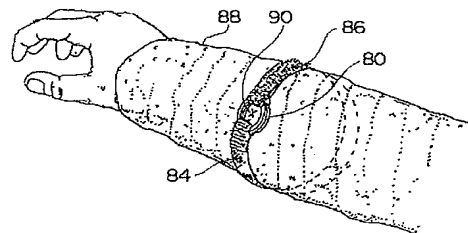
【図5】



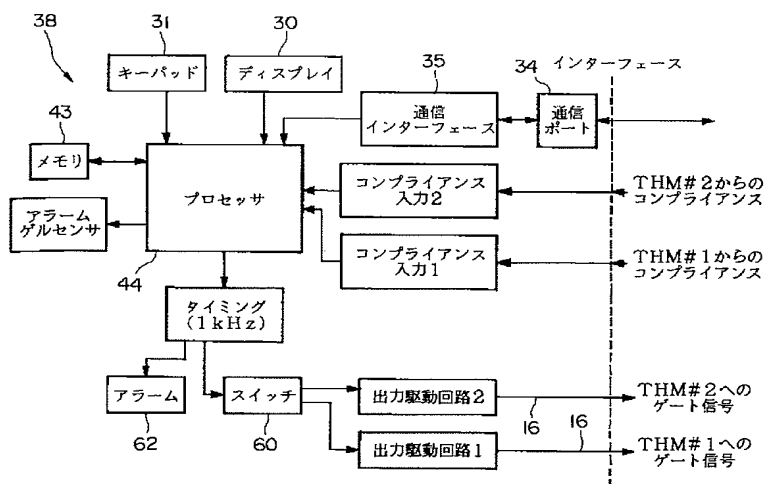
【図8】



【図12】



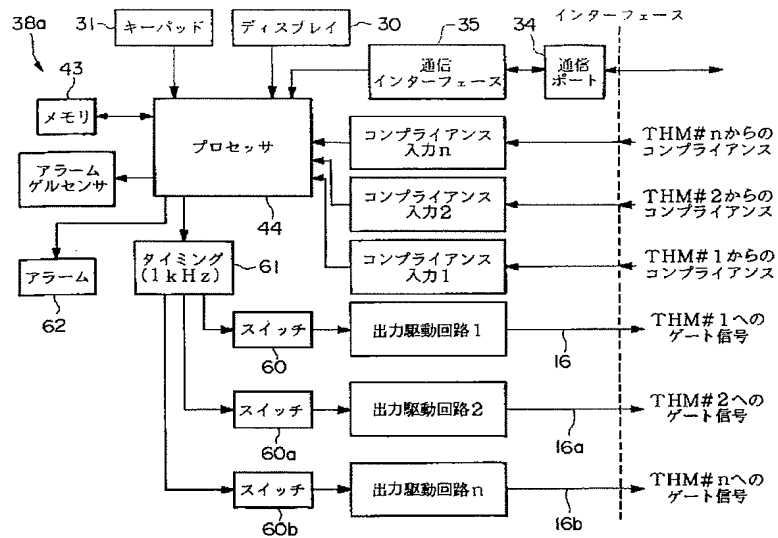
【図6】



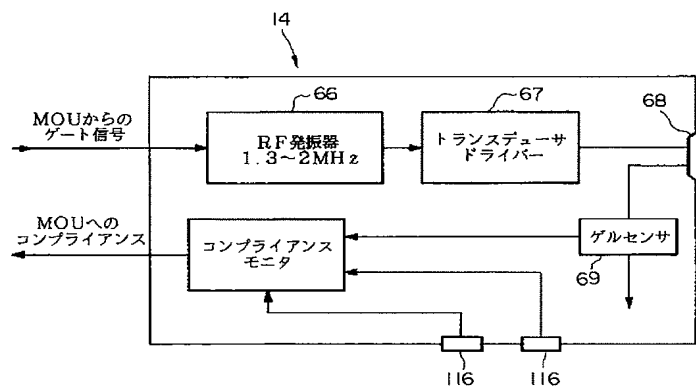
(1 4)

特開平9-276352

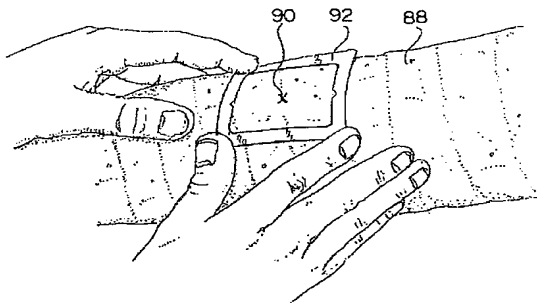
【図7】



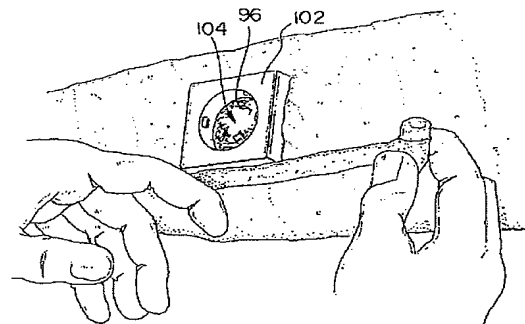
【図9】



【図13】



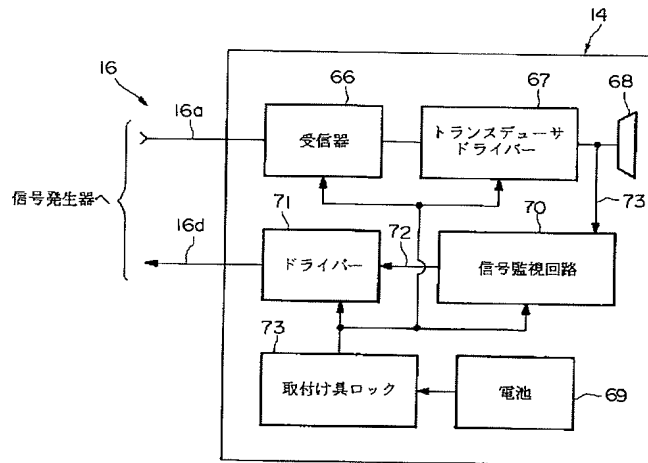
【図15】



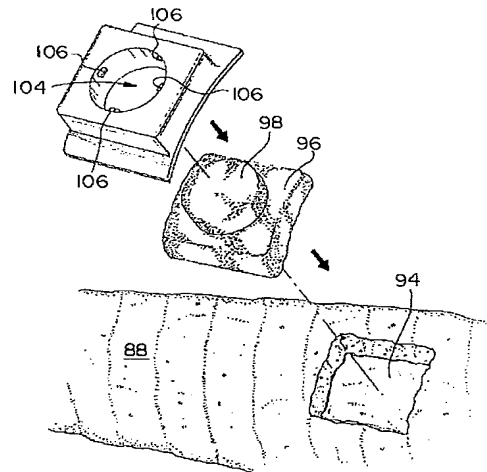
(15)

特開平9-276352

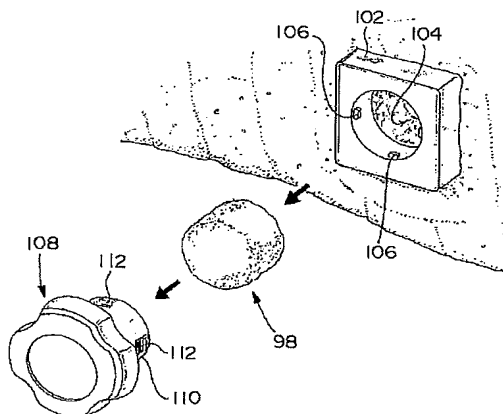
【図10】



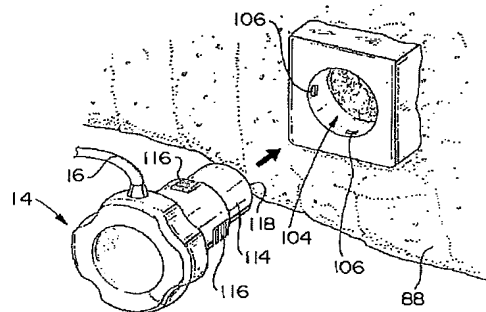
【図14】



【図16】



【図17】



フロントページの続き

(71)出願人 595044007
810 PASSAIC AVENUE, W
EST CALDWELL, NEW JE
RSEY 07006, U. S. A.

(72)発明者 ジョン・ピー・ライアビー
アメリカ合衆国・ニュージャージー・
07021・エセックス・フェルズ・スチュワ
ート・ロード・25

(72)発明者 ケネス・ジェイ・スコウアン
アメリカ合衆国・ニュージャージー・
07081・スプリングフィールド・クリステ
ィ・レーン・4

(72)発明者 ケネス・ジェイ・ウルゴヴィッチ
アメリカ合衆国・ニュージャージー・
07012・クリフトン・イースト・9ス・ス
トリート・37